

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-220102

(43)Date of publication of application : 05.08.2003

(51)Int.Cl.

A61H 3/00

A63B 23/04

A63B 23/12

B25J 13/08

(21)Application number : 2002-020598

(71)Applicant : HITACHI LTD

(22)Date of filing : 29.01.2002

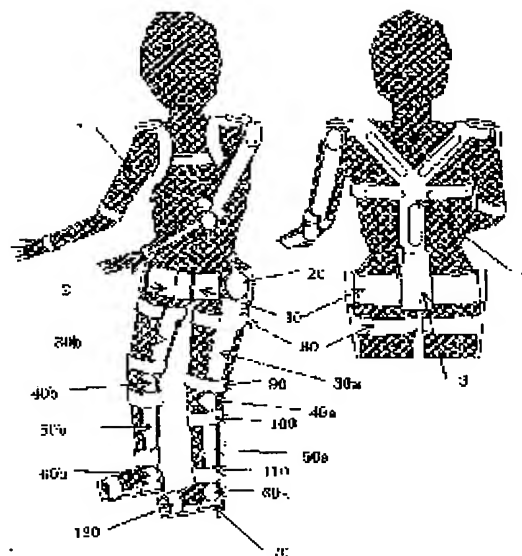
(72)Inventor : YOKOMIZO OSAMU

## (54) DEVICE FOR SUPPORTING ACTION

## (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To realize a device for supporting action which bears the whole load on a human body by the human body and the device for supporting action at an approximately predetermined ratio and also reduces the load on the human body and further enables the natural action of the human body.

**SOLUTION:** A moment generator 20 is arranged on a belt 10 and moment generators 40a, 40b are arranged at the sides of the respective laps. The moment generators 20, 40b are connected with a beam 30a and fitted to the femur with belts 80, 90. The belts 80, 90 and the moment generator 40b are connected with the beam 30b, and moment generators 60a, 60b and the moment generators 40a, 40b are connected with beams 50a, 50b, respectively. The beams 50a, 50b are fitted to the shanks with belts 100, 110, and foot supporting parts 70 and the moment generators 60a, 60b are connected with each other, and the foot supporting parts 70 and the tip of the feet are connected with belts 120. The generated moment, acceleration, rotational angle of each moment generator and the load of the foot supporting parts 70 are detected, and the control unit 3 which also acts as an energy source calculates the generating force of the human body when the supporting force of the moment generators is 0, and lets the moment generators generate a supporting force multiplied by a predetermined reduction ratio f.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

18.08.2003

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2003-220102  
(P2003-220102A)

(43) 公開日 平成15年8月5日 (2003.8.5)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	ターミナル* (参考)
A 6 1 H 3/00		A 6 1 H 3/00	B 3 C 0 0 7
A 6 3 B 23/04		A 6 3 B 23/04	Z
23/12		23/12	
B 2 5 J 13/08		B 2 5 J 13/08	Z

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2002-20598 (P2002-20598)

(22) 出願日 平成14年1月29日 (2002.1.29)

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72) 発明者 横溝 修

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 株

式会社日立製作所電力・電機開発研究所内

(74) 代理人 100077816

弁理士 春日 譲

Fターム (参考) 3C007 AS34 AS35 BS09 CY34 HS17

JT09 KS21 KS33 LT08 LU06

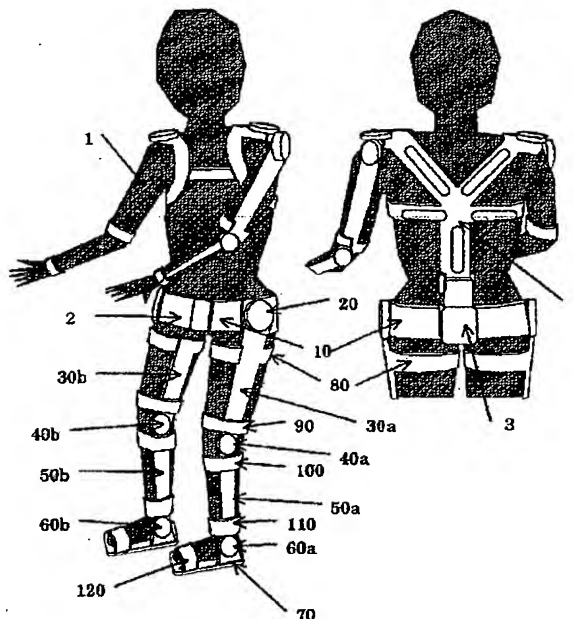
MT11

(54) 【発明の名称】 動作支援装置

(57) 【要約】

【課題】 人体に対する全荷重を概略所定の割合で人体と支援装置とが負担して、人体の負荷を軽減し、自然な動作が可能な動作支援装置を実現する。

【解決手段】 ベルト10にモーメント発生部20を配置し膝側面にモーメント発生部40a、40bを配置する。モーメント発生部20、40aをビーム30aで接続しベルト80、90で大腿に固定する。ベルト80、90とモーメント発生部40bをビーム30bで接続しモーメント発生部60a、60bとモーメント発生部40a、40bをビーム50a、50bで接続する。ビーム50a、50bをベルト100、110で脛部に固定し足支持部70とモーメント発生部60a、60bを接続し支持部70と足先をベルト120で接続する。各モーメント発生部の発生モーメント、加速度、回転角度、支持部70の荷重を検出しエネルギー兼制御ユニット3がモーメント発生部の支援力が0のときの人体発生力を演算し一定の軽減率fを掛けた支援力をモーメント発生部に発生させる。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】人体の大腿部に沿って配置される大腿部支持部材と、

人体の脛部に沿って配置される脛部支持部材と、

人体の足に沿って配置される足支持部材と、

人体の膝近辺に配置され、上記大腿部支持部材と脛部支持部材とに接続され、上記大腿部支持部材と脛部支持部材との互いの曲げモーメントを発生する膝モーメント発生部と、

人体の踝近辺に配置され、上記脛部支持部材と足支持部材とに接続され、上記脛部支持部材と足支持部材との互いの曲げモーメントを発生する踝モーメント発生部と、上記膝モーメント発生部及び踝モーメント発生部により、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材に発生した力を人体の下肢の複数箇所に伝達する力伝達手段と、

上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材と人体の下肢との間に発生する力を検出する力センサと、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材の長手方向と、重力を含む人体にかかる加速度の方向の成す角度を検出する角度センサと、

上記力センサ及び角度センサからの検出信号に基づいて、人体の動作に対し、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材支持部材からの支援力がないときに人体が発生すべき力を演算し、演算した力に一定の比率を掛けた支援力を算出し、算出した支援力を発生するように、上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給する動力源兼制御部と、を備え、人体の動作を支援する力を発生することを特徴とする動作支援装置。

【請求項2】請求項1記載の動作支援装置において、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材は、それぞれ、長さ方向の寸法を変更する寸法変更手段を有することを特徴とする動作支援装置。

【請求項3】請求項1記載の動作支援装置において、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材は、それぞれ、長さ方向の寸法を計測する長さ計測手段を有し、この長さ計測手段により計測された寸法に基づいて、上記動力源兼制御部は、上記算出した支援力を発生するように上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給することを特徴とする動作支援装置。

【請求項4】請求項1、2又は3のうちのいずれか一項記載の動作支援装置において、大腿部、脛部、足の少なくとも一つの重量が設定され、その設定された重量に基づいて、上記動力源兼制御部は、上記算出した支援力を発生するように上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給することを特徴とする動作支援装置。

【請求項5】請求項1記載の動作支援装置において、上

記力伝達手段は、上記大腿部支持部材を、人体の太腿上下部分に固定する第1の固定部材と、上記脛部支持部材を人体の脛上下部分に固定する第2の固定部材と、上記足支持部材を人体の足に固定する第3の固定部材とを有することを特徴とする動作支援装置。

【請求項6】請求項1、2、3、4又は5のうちのいずれか一項記載の動作支援装置において、上記動力源兼制御部は、大気圧より高い圧力の気体を発生する動力源を有し、この動力源から発生される圧力を上記膝モーメント発生部、上記踝モーメント発生部に供給することにより、上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給することを特徴とする動作支援装置。

【請求項7】請求項6記載の動作支援装置において、上記動力源は、圧縮ガスまたは圧縮し液化したガスを貯蔵し、上記動力源兼制御部は、上記動力源からのガスを加熱する加熱手段を、さらに有することを特徴とする動作支援装置。

【請求項8】請求項7記載の動作支援装置において、上記圧縮ガスあるいは液化ガスが膨張あるいは気化、膨張する際の吸熱作用を用いて人体を冷房する冷房手段を、さらに備えることを特徴とする動作支援装置。

【請求項9】請求項7記載の動作支援装置において、上記圧縮したガスあるいは液化したガスを加熱する手段による熱を用いて人体を暖房する暖房手段を、さらに備えることを特徴とする動作支援装置。

【請求項10】人体の腰部に装着される腰支持ベルトと、

上記腰支持ベルトの両側面側に、それぞれ、配置される2つの腰部モーメント発生部と、

膝部モーメント発生部と、

腰部モーメント発生部と膝部モーメント発生部とを接続する外側大腿支持ビームと、

上記外側大腿支持ビームを人体の太腿に固定するための太腿上部下部支持ベルトと、

上記太腿上部下部支持ベルトと膝の内側に配置される膝部モーメント発生部とを接続する内側大腿支持ビームと、

踝部モーメント発生部と、

上記膝部モーメント発生部と踝部モーメント発生部とを接続する脛支持ビームと、

脛支持ビームを人体の脛部に固定するための脛上装着ベルト及び足首装着ベルトと、

足支持部と、

上記足支持部と踝部モーメント発生部とを接続する接続版と、

足支持部を人体の足先に固定するための足先装着ベルトと、

腰部モーメント発生部、膝部モーメント発生部及び踝部モーメント発生部に発生するモーメント、加速度、回転角度を検出する第1のセンサと、

足支持部に加わる荷重を検出する第2のセンサと、上記第1及び第2のセンサからの検出信号に基づいて、腰部モーメント発生部、膝部モーメント発生部、踝部モーメント発生部の各部に一定の軽減率で人体の動作を支援するために、それぞれ発生すべき、動作支援力を演算し、その動作支援のためのエネルギーを、上記各モーメント発生部に供給するエネルギー源兼制御ユニットと、を備えることを特徴とする動作支援装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、主として人体の四肢の動作を支援する動作支援装置に関する。

【0002】

【従来の技術】人間が坂道や階段等を歩行する場合、通常の平坦な道等を歩行する場合より筋力を要し、高齢化や疾病により筋力が弱っている人の場合、自力での歩行が困難なときがある。

【0003】また、自重以外に荷物や介護すべき他の人間の体を抱えている場合など、坂道等の歩行は特に困難である。

【0004】また、高齢や疾病でない場合でも、一人では不可能な重量物を運ぶことができたり、力のいる作業を行うことができたり、あるいは通常より速く歩くことができれば、日常生活や仕事上、便利である。

【0005】さらに、そうした動作支援があれば、山道や屋内など通常の車両等では行けない場所に、人がより容易に行くことが出来、災害救助をより速やかに行った、若しくは、より快適にレジャー等を楽しむことが出来る。

【0006】動作支援装置の従来技術としては、人間の四肢のうち、主として腕の動作を支援する機械装置として、例えば特開2001-145638号公報や特開平9-285984号公報等に記載されているように、人体の発生している力を検出して、その力に比例した力を対象物に加えるものがある。

【0007】また、特開平11-277473号公報に記載されている技術のように、高齢化や疾病等による腕の震えを補い、きれいな文字等を書くための支援装置も提案されている。

【0008】また、下肢の運動の支援に関しては、特開平7-112035号公報に記載されているように、人体に装着され、外骨格を形成するビーム状構造物により人体の体重と、外骨格に接続された体重以外の荷重の少なくとも一部を支え、歩行を支援する技術が開示されている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかし、上記従来技術にあっては、人がかがんで物を持ち上げたり、階段を昇ったりしたときの姿勢の違いにより人体各部の筋肉が発生する力に差が生じることは考慮されていない。

【0010】また、手で荷物を持ったり物を押したり引いたりしているときに付加される荷重に応じて、支援する力を制御し、人体各部の筋肉が負担する力を、所定の割合で軽減する方法についても考慮されていない。

【0011】すなわち、従来技術においては、人体が動作支援装置の荷重計測装置に対して加える力に対して、ある原理により支援装置の加速度を制御するとしているが、例えば、人が足を前に出そうとしているときを考えると、そうした力が計測されるためには、動作支援装置の荷重計測装置に対して足により荷重をかけねばならず、一時的にはあるが、その人にとっては、足を前に出そうすることを阻害する方向に力が加えられることとなる。

【0012】これは脚の動きにとっては動作を妨げるものである。

【0013】仮に足を前に出そうとして支援装置の荷重計測装置に前向きの力をかけたとき急速に支援装置の足の部分が前に動いて人体の足を後ろから押したとすれば動作の支援にはなる。しかし、そのときには支援装置の荷重計測装置には、押した足により後ろ向きの荷重がかかる可能性があり、足を前に出すために支援する力を減少するように制御されることとなり、制御をうまく行わないと動作が不安定になる可能性がある。

【0014】また、このような制御方法では、人体が自分で発生している各部の力と、支援装置の支援によって発生している各部の力の相対関係が保証されない。つまり、人体が発生している各部の力のバランスが考慮されておらず、人にとって不自然な支援力となる可能性がある。

【0015】動作支援装置により、人体が自然に動作を行うためには、例えば動作支援装置がない場合に人体が負担すべき荷重に対し、人体の各部が発生する力（筋力）が、その2分の1とか、80%とかいった概略一定の割合で人体が発生する力が減少され、所定の動作を行えることが望ましい。

【0016】本発明の目的は、手や肩等の上半身で保持している荷物や、押したり引いたりしている物等によって発生する力を含めた、人体に対する全荷重を概略所定の割合で人体と支援装置とが負担して、人体の負荷を軽減し、自然な動作が可能な動作支援装置を実現することである。

【0017】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明は次のように構成される。

(1) 人体の動作を支援する力を発生する動作支援装置において、人体の大腿部に沿って配置される大腿部支持部材と、人体の脛部に沿って配置される脛部支持部材と、人体の足に沿って配置される足支持部材と、人体の膝近辺に配置され、上記大腿部支持部材と脛部支持部材とに接続され、上記大腿部支持部材と脛部支持部材との

互いの曲げモーメントを発生する膝モーメント発生部と、人体の踝近辺に配置され、上記脛部支持部材と足支持部材とに接続され、上記脛部支持部材と足支持部材との互いの曲げモーメントを発生する踝モーメント発生部と、上記膝モーメント発生部及び踝モーメント発生部により、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材に発生した力を人体の下肢の複数箇所伝達する力伝達手段と、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材と人体の下肢との間に発生する力を検出する力センサと、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材の長手方向と、重力を含む人体にかかる加速度の方向の成す角度を検出する角度センサと、上記力センサ及び角度センサからの検出信号に基づいて、人体の動作に対し、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材支持部材からの支援力がないときに人体が発生すべき力を演算し、演算した力に一定の比率を掛けた支援力を算出し、算出した支援力を発生するように、上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給する動力源兼制御部とを備える。

【0018】(2) 好ましくは、上記(1)において、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材は、それぞれ、長さ方向の寸法を変更する寸法変更手段を有することを特徴とする動作支援装置。

【0019】(3) また、好ましくは、上記(1)において、上記大腿部支持部材、脛部支持部材及び足支持部材は、それぞれ、長さ方向の寸法を計測する長さ計測手段を有し、この長さ計測手段により計測された寸法に基づいて、上記動力源兼制御部は、上記算出した支援力を発生するように上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給する。

【0020】(4) また、好ましくは、上記(1)、(2)又は(3)において、大腿部、脛部、足の少なくとも一つの重量が設定され、その設定された重量に基づいて、上記動力源兼制御部は、上記算出した支援力を発生するように上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給する。

【0021】(5) また、好ましくは、上記(1)において、上記力伝達手段は、上記大腿部支持部材を、人体の太腿上下部分に固定する第1の固定部材と、上記脛部支持部材を人体の脛上下部分に固定する第2の固定部材と、上記足支持部材を人体の足に固定する第3の固定部材とを有する。

【0022】(6) また、好ましくは、上記(1)、(2)、(3)、(4)又は(5)において、上記動力源兼制御部は、大気圧より高い圧力の気体を発生する動力源を有し、この動力源から発生される圧力を上記膝モーメント発生部、上記踝モーメント発生部に供給することにより、上記膝モーメント発生部及び上記踝モーメント発生部に動力を供給する。

【0023】(7) また、好ましくは、上記(6)にお

いて、上記動力源は、圧縮ガスまたは圧縮し液化したガスを貯蔵し、上記動力源兼制御部は、上記動力源からのガスを加熱する加熱手段を、さらに有する。

【0024】(8) また、好ましくは、上記(7)において、上記圧縮ガスあるいは液化ガスが膨張あるいは気化、膨張する際の吸熱作用を用いて人体を冷房する冷房手段を、さらに備える。

【0025】(9) また、好ましくは、上記(7)において、上記圧縮したガスあるいは液化したガスを加熱する手段による熱を用いて人体を暖房する暖房手段を、さらに備える。

【0026】(10) 人体の動作を支援する力を発生する動作支援装置において、人体の腰部に装着される腰支持ベルトと、上記腰支持ベルトの両側面側に、それぞれ、配置される2つの腰部モーメント発生部と、膝部モーメント発生部と、腰部モーメント発生部と膝部モーメント発生部とを接続する外側大腿支持ビームと、上記外側大腿支持ビームを人体の大腿に固定するための大腿上部下部支持ベルトと、上記大腿上部下部支持ベルトと膝の内側に配置される膝部モーメント発生部とを接続する内側大腿支持ビームと、踝部モーメント発生部と、上記膝部モーメント発生部と踝部モーメント発生部とを接続する脛支持ビームと、脛支持ビームを人体の脛部に固定するための脛上装着ベルト及び足首装着ベルトと、足支持部と、上記足支持部と踝部モーメント発生部とを接続する接続版と、足支持部を人体の足先に固定するための足先装着ベルトと、腰部モーメント発生部、膝部モーメント発生部及び踝部モーメント発生部に発生するモーメント、加速度、回転角度を検出する第1のセンサと、足支持部に加わる荷重を検出する第2のセンサと、上記第1及び第2のセンサからの検出信号に基づいて、腰部モーメント発生部、膝部モーメント発生部、踝部モーメント発生部の各部に一定の軽減率で人体の動作を支援するために、それぞれ発生すべき、動作支援力を演算し、その動作支援のためのエネルギーを、上記各モーメント発生部に供給するエネルギー源兼制御ユニットとを備える。

【0027】動力源兼制御部(エネルギー源兼制御ユニット)は、モーメント発生部からの支援力が人体に加えられていないときに人体各部が発生すべき力を演算し、演算した力に一定の軽減率を掛けた支援力をモーメント発生部に発生させる。

【0028】したがって、人体に対する全荷重を概略所定の割合で人体と支援装置とが負担して、人体の負荷を軽減し、自然な動作が可能な動作支援装置を実現することができる。

【0029】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施形態を添付図面を参照して説明する。まず、本発明の基本概念について説明する。

## 【0030】1. 基本概念

図1は、本発明による動作支援装置の概略外観図である。人体は運動という観点では関節によって接続されたビーム（骨）の集合体であり、ビームとビームとのなす角およびビームのねじれ角を筋肉によって変えているものと見る事ができる。

【0031】本発明における動作支援装置は、四肢に沿ったビームを人体の関節の位置で、ビームとおして互いに曲げられるように接続し、駆動機構によってビームとビームとの間に力のモーメントを発生させる。各ビームは人体に装着され、力のモーメントによって発生した力が四肢に伝わるものとする。

【0032】人体と動作支援装置との間の力は計測されているものとし、それによって各モーメントを制御する。

\*

#	部位	自由度		
1	上体	1.前後曲げ	2.ねじり	
2	上腕	1.上下角（上体との角度）	2.方位角方向	
3	前腕	1.上腕に対する角度	2.方位角方向	
4	手首	1.前腕に対する前後角	2.前腕に対する左右角	3.ねじり角
5	大腿部	1.前後（上下）角	2.開き角度	3.ねじり角
6	すね	1.大腿に対する前後角	2.大腿に対する左右角	

【0037】表1に示した自由度のうち、特に筋力に負担がかかると思われるのは各部位の1番目に挙げている自由度である。

【0038】したがって、まず、これら特に筋力に負担がかかる自由度に係わる動作を、装置の動力によって支援し、他の自由度は、支援装置の自由度としては許容するが、動力による支援はしないこととする。

## 【0039】2. モデル化及び基礎式の導出

図2は、人体の数学モデルを示す図である。図2において、下半身をビーム2a、3a、4aで表す。

【0040】そして、ビーム2aは大腿、ビーム3aは脛、ビーム4aはかかとからつま先の部分である足を示す。各ビームの加速度方向からの角度を図2のように、 $\theta_2$ 、 $\theta_3$ 、 $\theta_4$ と定義する。

【0041】なお、ここで加速度といっているのは重力加速度と、その他の加速度による慣性力を合わせた力の方向である。例えば、人が乗り物に進行方向に対して前を向いて乗っていて、その乗り物が加速している時には人体には後向きに慣性力がかかるが、これと重力加速度を合成した方向をここでは加速度方向と定義する。

【0042】上半身の重量、荷物や物体との相互作用による上半身から下半身にかかる任意の力は、加速度方向力 $G_1$ と、水平方向の力 $F_1$ と、曲げモーメント $m_1$ とで表すことができる。

【0043】なお、本発明による支援装置の上半身部分や、支援装置を腰に装着する部分からも人体に力がかかっている可能性があるが、力 $G_1$ 、力 $F_1$ 、モーメント※

\*【0033】人体の四肢の自由度は非常に多く、その全てについてビームの曲げ方向を対応させ、かつ動力によって支援すべく構成しようとすると、動作支援装置が非常に複雑なものになり、重量も過大なものになる可能性がある。

【0034】そこで、当初は、特に筋力に負担がかかる動作にかかわる自由度についてのみ支援することにし、その後の技術の進展に従って多数の自由度に対応する事にする。

10 【0035】人体の首より上と手足の指とを除く、身体の主要な自由度は、腰を基準に考えると表1の通りである。

【0036】

【表1】

\*

※ $m_1$ はそれらを差し引いた、脚部以下が負担しなくてはならない力のみをあらわす。

【0044】一方、ビーム2a、3aの重量は、それぞれの長さ方向の中間の位置に集中しているものと仮定する。また、足にかかる力は重量を支えている時は足の裏に分布を持ってかかるが、それを積分した併進力とモーメントが等価な力 $R_1$ と $R_2$ で代表させる。

30 【0045】一方、足が持ちあがっている時は、逆に足には靴や支援装置の足を支える部分の重量がかかるが、これらも力 $R_1$ と $R_2$ とを負にする事で表す事ができる。

【0046】各ビームには支援装置から図3に示すような、ビームに直交する力がかかっているものとする。実際には支援装置からの力は下肢の端から少し離れた位置にかかるはずであるが、ここでは人体が発生している力を外部から推定する原理の検討が目的であるので、簡単化のため支援装置からの力はビームの端にかかっているものとして扱う。

【0047】これによる方程式の数や未知数の数に変化はなく、力がかかっている位置を正確に取り扱った場合でも以下と同様の式の導出は可能である。また、ビーム2aの端部には腰を支持する力を想定してビーム方向の力 $H_1$ もかかっているものとする。ここで、体内にかかっている力を図3に示すように、小文字で表す。

【0048】各ビームの力のバランスを考えると次式（1）～（15）が成り立つ。

【0049】

$$m_1 + m_2 = G_1 L_1 \sin \theta_2 + F_1 L_1 \cos \theta_2 + (1/2) G_2 L_2 \sin \theta_3 - E_1 L_1 \quad \text{--- (1)}$$

$$m_1 + m_2 = r_2 L_2 \sin \theta_2 + f_2 L_2 \cos \theta_2 - (1/2) G_2 L_2 \sin \theta_2 - E_2 L_2 \quad \text{--- (2)}$$

$$r_2 = G_2 + G_3 - E_1 \sin \theta_2 + E_2 \sin \theta_2 - H_1 \cos \theta_2 \quad \text{--- (3)}$$

$$F_1 - E_1 \cos \theta_2 + H_1 \sin \theta_2 = f_2 - E_2 \cos \theta_2 \quad \text{--- (4)}$$

$$m_2 - m_3 = r_2 L_3 \sin \theta_3 - f_2 L_3 \cos \theta_3 + (1/2) G_3 L_3 \sin \theta_3 + E_3 L_3 \quad \text{--- (5)}$$

$$m_2 - m_3 = r_2 L_3 \sin \theta_3 - f_3 L_3 \cos \theta_3 + (1/2) G_3 L_3 \sin \theta_3 + E_4 L_3 \quad \text{--- (6)}$$

$$r_2 = r_3 - G_3 - E_3 \sin \theta_3 + E_4 \sin \theta_3 \quad \text{--- (7)}$$

$$f_2 - E_3 \cos \theta_3 = f_3 - E_4 \cos \theta_3 \quad \text{--- (8)}$$

$$-m_3 = R_4 L_4 - (1/2) G_4 L_4 \cos \theta_4 \quad \text{--- (9)}$$

$$(R_1 + R_2) \cos \theta_4 + F_2 \sin \theta_4 = r_3 + G_4 \quad \text{--- (10)}$$

$$f_3 = -(R_1 + R_2) \sin \theta_4 + F_2 \cos \theta_4 \quad \text{--- (11)}$$

式(1)と(2)両辺の差を取って、

$$(G_1 - r_2) L_2 \sin \theta_2 + (F_1 - f_2) L_2 \cos \theta_2 + G_2 L_2 \sin \theta_2 - (E_1 - E_2) L_2 = 0 \quad \text{--- (12)}$$

式(3)より、

$$G_1 - r_2 = -G_2 + (E_1 - E_2) \sin \theta_2 + H_1 \cos \theta_2 \quad \text{--- (13)}$$

式(4)より、

$$F_1 - f_2 = (E_1 - E_2) \cos \theta_2 - H_1 \sin \theta_2 \quad \text{--- (14)}$$

式(13)、(14)を式(12)に代入すると、

$$\{-G_2 + (E_1 - E_2) \sin \theta_2\} L_2 \sin \theta_2 + (E_1 - E_2) L_2 \cos^2 \theta_2 + G_2 L_2 \sin \theta_2 - (E_1 - E_2) L_2 = 0 \quad \text{--- (15)}$$

となり、自動的に成立する。

【0050】すなわち、上記式(1)～(4)のうちの一つの式は独立ではない。同様に、上記式(5)～(8)のうちの一つの式も独立ではない。

【0051】したがって、独立な方程式の数は、式(9)～(15)の7個と、(1)～(4)のうちの1個と、(5)～(8)のうちの1個との、合計9個である。

【0052】変数は、下肢に外部からかかっている力である $G_1$ 、 $G_2$ 、 $G_3$ 、 $G_4$ 、 $F_1$ 、 $F_2$ 、 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $m_1$ の9個、支援装置からの力である $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ 、 $E_4$ 、 $H_1$ の5個、下肢が自分で発生させている力およびモーメントである $m_2$ 、 $m_3$ 、 $f_2$ 、 $f_3$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ の6個の合計20個である。

【0053】このうち、 $G_1$ 、 $F_1$ 、 $m_1$ の3個は上半身の姿勢や持っている荷物の重量、腕で発生させている力などによって変化する。

【0054】また、例えば、歩いている時には交互に片足を持ち上げることになり、地面についている足には上半身の重量や加速度が、全てかかる一方で、他方の足には上半身の力しかかからない。

【0055】持ち上げているほうの足のモーメント $m_1$ 、 $m_2$ 、 $m_3$ は自分の重量や加速度による力を支えるのみとなる。

【0056】このように、これらの変数は、たえず変化し、予測や、直接に測定することはできない。

【0057】また、 $m_2$ 、 $m_3$ 、 $f_2$ 、 $f_3$ 、 $r_2$ 、 $r_3$

$$r_3 = G_1 + G_2 - (E_1 - E_2) \sin \theta_2 - H_1 \cos \theta_2 + G_3 + (E_3 - E_4) \sin \theta_3 \quad \text{--- (17)}$$

そして、上記式(8)に式(16)を代入して次式(1) ※【0064】

8)を得る。

※

$$f_3 = F_1 - (E_1 - E_2) \cos \theta_2 + H_1 \sin \theta_2 - (E_3 - E_4) \cos \theta_3 \quad \text{--- (18)}$$

20\*<sub>3</sub>は体内で発生している力であり通常の方法では測定できない。

【0058】一方、 $G_2$ 、 $G_3$ 、 $G_4$ はあまり変化しない量であり、予め近似値は分かっている。また、 $F_2$ 、 $R_1$ 、 $R_2$ の3個は何らかの計測方法により測定が可能と考えられる。

【0059】これに対して、動作支援装置からの力は測定可能である。さらに、各ビームの鉛直方向(あるいは重力と他の加速度を合わせた加速度方向)からの角度 $\theta_2$ 、 $\theta_3$ 、 $\theta_4$ は支援装置に計測装置をつけることにより測定可能である。

【0060】したがって、これらの測定値および予め分かっている変数と、上記の9個の独立な方程式を用いて未知の9個の変数を求める事ができる。以下、その変数を求める方法について述べる。

【0061】3. 解法

(A) 足が地面に着いている場合

[1] 現象のシミュレーション( $F_1$ 、 $G_1$ 、 $m_1$ が既知の場合)

上記式(3)により $r_2$ が求まる。

40 【0062】そして、上記式(4)により次式(16)を得る。

$$f_2 = F_1 - (E_1 - E_2) \cos \theta_2 + H_1 \sin \theta_2 \quad \text{--- (16)}$$

次に、上記式(7)に式(3)を代入すると、次式(17)のように $r_3$ を計算することができる。

【0063】



11

式(10)に $\sin \theta_4$ を掛け、上記式(11)に $\cos \theta_4$ を掛けて両辺の引き算を行うと次式(19)のようになる。

【0065】

\* 【0066】

$$m_2 = G_1 L_2 \sin \theta_2 + F_1 L_2 \cos \theta_2 + (1/2) G_2 L_2 \sin \theta_2 - E_1 L_2 - m_1 \quad \text{--- (20)}$$

また、 $m_3$ は式(5)より次式(21)のようになる。\* 【0067】

$$m_3 = -r_3 L_3 \sin \theta_3 + f_3 L_3 \cos \theta_3 - (1/2) G_3 L_3 \sin \theta_3 - E_3 L_3 + m_2 \quad \text{--- (21)}$$

また、上記式(9)より次式(22)を得ることができ  
【0068】

$$R_1 = -(m_3/L_1) + (1/2) G_4 \cos \theta_4 \quad \text{--- (22)}$$

★ 【0069】

$$R_2 = r_3 \cos \theta_4 - f_3 \sin \theta_4 + (m_3/L_1) + (1/2) G_4 \cos \theta_4 \quad \text{--- (23)}$$

〔2〕測定値より $G_1$ 、 $F_1$ 、 $m_1$ を求める方法

まず、上記式(11)より $f_3$ を求める。

【0070】そして、上記式(10)より $r_3$ を求める  
次式(24)を得る。

【0071】

$$r_3 = (R_1 + R_2) \cos \theta_4 + F_2 \sin \theta_4 - G_4 \quad \text{--- (24)} \quad \star \quad \text{【0073】}$$

$$f_2 = -(R_1 + R_2) \sin \theta_4 + F_2 \cos \theta_4 + (E_3 - E_4) \cos \theta_3 \quad \text{--- (26)}$$

また、式(7)に式(10)を代入すると次式(27)を得る。  
20 ◆ 【0074】

$$r_2 = (R_1 + R_2) \cos \theta_4 + F_2 \sin \theta_4 - G_3 - (E_3 - E_4) \sin \theta_3 - G_4 \quad \text{--- (27)}$$

上記式(5)に式(9)、(26)、(27)を代入す  
\* 【0075】

ると次式(28)のようになる。

\*

$$m_2 = -R_1 L_4 + (1/2) G_4 L_4 \cos \theta_4 + (R_1 + R_2) L_3 \sin(\theta_4 + \theta_3) - F_2 L_3 \cos(\theta_4 + \theta_3) + E_4 L_3 - (1/2) G_3 L_3 \sin \theta_3 - G_4 L_3 \sin \theta_3 \quad \text{--- (28)}$$

また、上記式(4)に式(26)を代入して次式(29)を得る。  
\* 【0076】

\*

$$F_1 = -(R_1 + R_2) \sin \theta_4 + F_2 \cos \theta_4 + (E_3 - E_4) \cos \theta_3 + (E_1 - E_2) \cos \theta_2 - H_1 \sin \theta_2 \quad \text{--- (29)}$$

そして、式(3)に式(27)を代入して次式(30)を得る。  
★ 【0077】

★

$$r_2 = (R_1 + R_2) \cos \theta_4 + F_2 \sin \theta_4 - G_3 - (E_3 - E_4) \sin \theta_3 - G_4 \quad \text{--- (30)}$$

また、式(1)より次式(31)を得る。  
☆ ☆ 【0078】

$$m_1 = -m_2 + G_1 L_2 \sin \theta_2 + F_1 L_2 \cos \theta_2 + (1/2) G_2 L_2 \sin \theta_2 - E_1 L_2 \quad \text{--- (31)}$$

計測された $R_1$ 、 $R_2$ 、 $F_2$ に対する上半身から下肢にかかる力 $F_1$ 、 $G_1$ とモーメント $m_1$ は上記式(28)~(31)により計算できる。

【0079】〔3〕必要な外力の計算

実際に制御できるのは支援装置の膝部関節と足首部関節のモーメントのみであるので制御の自由度は2である。足の裏に重量がかかっている時に負担がかかるのも人体の膝と足首であるので、ここでは、まず膝の発生するモ

メント $m^*_2$ 、足首のモーメント $m^*_3$ をそれぞれ所定の値 $m^*_2$ 、 $m^*_3$ にする条件を考える。

【0080】膝と足首の力を緩和するには $E_2$ と $E_4$ とは影響がないので制御すべき変数は $E_1$ と $E_3$ のみとなる。

【0081】上記式(1)より次式(32)を得る。

【0082】

$$E^*_1 = (G_1 L_2 \sin \theta_2 + F_1 L_2 \cos \theta_2 + (1/2) G_2 L_2 \sin \theta_2 - m_1 + m^*_2) / L_2 \quad \text{--- (32)}$$

また、上記式(3)と(4)とを上記式(5)に代入すると次式(33)のようになる。  
\* 【0083】

\*

$$E^*_3 = -(G_1 + G_2 + (1/2) G_3) \sin \theta_3 - (E_1 - E_2) \cos(\theta_2 + \theta_3) + H_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) + F_1 \cos \theta_3 + \{(m^*_2 - m^*_3) / L_3\} \quad \text{--- (33)}$$

(B) 足が地面から浮いている時

とにより、これがゼロであれば足が地面から離れている事が分かる。

支援装置の足の乗る部分と地面との間の力を計測するこ



【0084】この場合、 $G_1$  および  $m_1$  は上半身の条件によって決まるのではなく下肢の状態や動作によって決まる。また、 $R_1$  は計測であるとともに足首にかかるモーメント  $m_3$  を低減するための制御対象量になる。さらに、モーメント  $m_1$  も外力  $E_2$  により低減すべき制御目標となる。

【0085】[4] 現象のシミュレーション（外力が既知の場合）

$f_3$ 、 $r_3$ 、 $m_3$  を、それぞれ、上記式(11)、(24)、(25)により求める。

【0086】また、 $f_2$ 、 $r_2$ 、 $m_2$  を、それぞれ上記\*

$$E^*_2 = \{(m^*_3 - m^*_2)/L_3\} - (R_1 + R_2) \sin(\theta_3 + \theta_4) + F_2 \cos(\theta_3 + \theta_4) + \{G_4 + (1/2)G_3\} \sin \theta_3 \quad \text{--- (35)}$$

また、上記式(7)、(8)に上記式(11)、(24)を代入すると次式(36)、(37)を得る。 ※【0091】

$$f_2 = (R_1 + R_2) \sin \theta_4 + F_2 \cos \theta_4 + (E_3 - E_4) \sin \theta_3 \quad \text{--- (36)}$$

$$r_2 = (R_1 + R_2) \cos \theta_4 + F_2 \sin \theta_4 - G_4 - G_3 - (E_3 - E_4) \sin \theta_3 \quad \text{--- (37)}$$

また、上記式(2)に上記式(36)、(37)を代入すると次式(38)のようになる。 ★【0092】

$$E^*_2 = (R_1 + R_2) \sin(\theta_2 - \theta_4) + F_2 \cos(\theta_2 - \theta_4) + (E_3 - E_4) \cos(\theta_2 + \theta_3) - \{(m^*_1 + m^*_2)/L_2\} - \{G_4 + G_3 + (1/2)G_2\} \sin \theta_2 \quad \text{--- (38)}$$

#### 4. 試算結果

以下、上記式(1)～(38)を使って試算を行い、本発明による動作支援装置の特性を検討する。試算の条件を表2に示す。

【0093】

【表2】

L1 (cm)	90
L2 (cm)	50
L3 (cm)	60
L4 (cm)	30
G2 (kgf)	5.0
G3 (kgf)	5.0
G4 (kgf)	1.0

【0094】上記表2のうち、 $L_1$  は単にモーメント  $m_1$  を計算するためだけの量であり、実際の上半身の長さ等を代表するものではない。

【0095】以下の例では支援装置によって人体が自分で発生する力を必要な値の半分にする場合について述べるが、必要な値の10分の1にする場合でも、80%にする場合でも  $m^*_1$ 、 $m^*_2$ 、 $m^*_3$  をその比率で計算しさえすれば、後述する方法により同様に求める事ができる。

【0096】(1) 外力がない場合

上半身の重量 ( $G_1$ ) が50kgでその重量が片足にかかっている場合であって、外力のない状態での試算例を表3に示し、図4にその時の身体全体の姿勢を線図で示している。

【0097】

【表3】

\*式(26)、(27)、(28)により求める。

【0087】また、 $F_1$ 、 $G_1$ 、 $m_1$  を、それぞれ上記式(29)、(30)、(31)により求める。

【0088】[5] 必要な外力を求める方法

上記式(9)より次式(34)を得る。

【0089】

$$R^*_1 = (1/2)G_4 \cos \theta_4 - (m^*_3/L_4) \quad \text{--- (34)}$$

また、上記式(6)に上記式(11)と(24)とを代入すると次式(35)のようになる。

10 【0090】

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)		0.0	—	1.2
E2 (kgf)		0.0	—	0.0
E3 (kgf)		0.0	—	-10.7
E4 (kgf)		0.0	—	0.0
H1 (kgf)		0.0	—	0.0
R1 (kgf)	36.0	36.0	36.0	—
R2 (kgf)	25.0	25.0	25.0	—
F2 (kgf)	0.0	0.0	—	—
F1 (kgf)	0.0	0.0	0.0	0.0
G1 (kgf)	50.0	50.0	50.0	50.0
$\theta_1$ (度)	10.0	—	—	—
$\theta_2$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta_3$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta_4$ (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
r2 (kgf)	0.0	0.0	0.0	—
r2 (kgf)	55.0	55.0	55.0	—
r3 (kgf)	0.0	0.0	0.0	—
r3 (kgf)	60.0	60.0	60.0	—
m1 (kgfcm)	781.4	781.4	781.4	781.4
m2 (kgfcm)	116.4	116.4	116.4	58.2
m3 (kgfcm)	-1063.6	-1063.6	-1063.6	-531.8

【0098】図4に示すように、膝は、それ程曲がっておらず、上体は少し屈み気味となっている。この図4に示す状態は、かがんで行く途中、あるいはかがんだ状態から立ち上がろうとしている状態である。

【0099】なお、表3の「実際」の欄には、上述した方法によって求めた各部の力およびモーメントが示してある。

【0100】足の裏の前側 ( $R_1$ ) には36kg、後側 ( $R_2$ ) には25kgの力がかかっている。この時の足の上端、膝、足首が支持しているモーメントの値をそれぞれ  $m_1$ 、 $m_2$ 、 $m_3$  の欄に示す。

50 【0101】一方、表3中の「観測」の欄には計測値  $E_1$ 、 $F_1$ 、 $F_2$  から上記(A)の[2]の方法で求めた  $F_1$ 、

$G_1$ 、 $m_1$  が示してある。言うまでもなく、これらの値は「実際」の値と一致している。

【0102】また、「外力なし」の欄には「観測」で得られた $F_1$ 、 $G_1$ 、 $m_1$  がかかっており、外力 $E_1 \sim H_1$  がない時の膝および足首が発生すべきモーメントが示してある。

【0103】そして、「制御」の欄には膝と足首のモーメントを「外力なし」の時の半分にするために必要な外力 $E_1 \sim H_1$  を上述した方法で求めた結果が示してある。

【0104】もちろん両足に均等に力がかかっているときは両足ともこれらの半分の力、あるいはモーメントを生じることになる。

【0105】(2) 外力を加えた場合

次に、「制御」で求められた外力を加えた時の結果を表4に示す。

【0106】

【表4】

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	1.2	1.2	—	1.2
E2 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
E3 (kgf)	-10.7	-10.7	—	-10.7
E4 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
H1 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
R1 (kgf)	18.2	18.2	36.0	—
R2 (kgf)	38.7	38.7	25.0	—
F2 (kgf)	9.0	9.0	—	—
F1 (kgf)	0.0	0.0	0.0	0.0
G1 (kgf)	50.0	50.0	50.0	50.0
$\theta 1$ (度)	10.0	—	—	—
$\theta 2$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta 3$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta 4$ (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
r2 (kgf)	-1.1	-1.1	0.0	—
r2 (kgf)	54.6	54.6	55.0	—
r3 (kgf)	9.0	9.0	0.0	—
r3 (kgf)	55.9	55.9	60.0	—
m1 (kgfcm)	781.4	781.4	781.4	781.4
m2 (kgfcm)	58.2	58.2	116.4	58.2
m3 (kgfcm)	-531.8	-531.8	-1063.6	-531.8

【0107】表4に示すように、膝と足首のモーメント $m_2$ 、 $m_3$  は確かに元の半分になっている。また、足の裏にかかる力 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $F_2$  は外力の影響で変化している。

【0108】特に、 $R_1$  が減少し、 $R_2$  が大きく増大しており、かかとに力がかかっている事が分かる。腰を斜め上に持ち上げる力 $E_1$  は正の値、膝を斜め下に押す力 $E_3$  はマイナスとなっており、腰と膝をそれぞれ斜め上に持ち上げようとする力が働いている。

【0109】この結果、膝と足首にかかるモーメントが減ったものである。

【0110】しかし、それらの計測値から計算した「観測」欄の $F_1$ 、 $G_1$ 、 $m_1$  の値は元のままの正しい値になっており、それらを元に計算した「外力なし」「制御」の計算値も変わっていない。

【0111】これにより、外力が加わっている状態でも、計測値から人体が発生している力を推測して必要な外力を計算できる事が分かる。

【0112】(3) 誤差の影響

表4では $E_2$ 、 $E_4$ 、 $H_1$  はゼロとなっているが、実際には外力 $E_1$ 、 $E_3$  を発生する際、 $E_2$ 、 $E_4$ 、 $H_1$  にも何らかの力が発生する。ただし、それらの力は支援装置と人体との相互関係や人体の状態によって異なる。また、各測定値や設定値には誤差が含まれるはずである。

【0113】そこで、それらを考慮した場合の例を表5に示す。

【0114】

【表5】

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	1.2	1.2	—	1.2
E2 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
E3 (kgf)	-8.9	-8.9	—	-8.9
E4 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
H1 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
R1 (kgf)	19.3	17.4	34.0	—
R2 (kgf)	36.9	33.2	21.4	—
F2 (kgf)	10.4	9.3	—	—
F1 (kgf)	0.0	-1.0	-1.0	-1.0
G1 (kgf)	50.0	42.9	42.9	42.9
$\theta 1$ (度)	10.0	—	—	—
$\theta 2$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta 3$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta 4$ (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
G2 (kgf)	5.0	7.0	7.0	7.0
G3 (kgf)	5.0	4.0	4.0	4.0
G4 (kgf)	1.0	1.5	1.5	1.5
r2 (kgf)	0.1	-0.9	-1.0	—
r2 (kgf)	54.0	48.9	49.9	—
r3 (kgf)	10.4	9.3	-1.0	—
r3 (kgf)	55.2	49.1	53.9	—
m1 (kgfcm)	781.4	619.6	619.6	619.6
m2 (kgfcm)	54.0	62.4	124.8	62.4
m3 (kgfcm)	-564.5	-499.1	-998.1	-499.1

【0115】表5においては、 $E_2$ 、 $E_4$ 、 $H_1$  のそれぞれに1 kgf 発生したと想定している。 $G_2$ 、 $G_3$ 、 $G_4$  の設定値については、正しい値はそれぞれ5 kgf、5 kgf、1 kgf であるのに対し設定値を7 kgf、4 kgf、1.5 kgf とし、 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $F_2$  は実際よりも10%小さい値として測定されたとしている。

【0116】この結果、表3に示した誤差のない場合に比べて、 $m_2$ 、 $m_3$  の絶対値はそれぞれ7%、6.1%変わっているが外力なしの場合に比べては依然として半分近くになっており、実用上差し支えない。

【0117】(4) 制御に誤差がある場合

(3) に示した誤差に加えて、「制御」で求められた外力 $E_1$ 、 $E_3$  を発生する際の計測値に誤差があり実際に発生した力が必要な値より10%小さかった場合の例を表6に示す。

【0118】

【表6】

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	1.2	1.3	—	1.3
E2 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
E3 (kgf)	-8.4	-8.2	—	-8.3
E4 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
H1 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
R1 (kgf)	20.2	18.1	35.2	—
R2 (kgf)	34.3	32.7	20.4	—
F2 (kgf)	8.9	8.9	—	—
F1 (kgf)	0.0	-1.7	-1.7	-1.7
Q1 (kgf)	50.0	43.2	43.2	43.2
$\theta 1$ (度)	10.0	—	—	—
$\theta 2$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta 3$ (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
$\theta 4$ (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
f2 (kgf)	0.2	-1.6	-1.7	—
r2 (kgf)	54.0	48.1	50.2	—
f3 (kgf)	9.9	8.9	-1.7	—
r3 (kgf)	55.5	49.3	54.2	—
m1 (kgfcm)	781.4	589.6	589.6	589.6
m2 (kgfcm)	57.8	65.6	130.3	65.1
m3 (kgfcm)	-589.6	-521.6	-1034.8	-517.3

【0119】表6に示した例の場合、表4に示したの誤差のない場合に比べて、 $m_2$ 、 $m_3$ の絶対値はそれぞれ-0.7%、10.8%大きくなっている。

【0120】しかし、支援装置として筋肉の発生する力を低減するという点からは十分な機能を有している。

【0121】(5) 姿勢が変わった場合

表7は、もっと膝を曲げた場合の例、つまり図5に示すような姿勢の場合の例を示す。

【0122】

【表7】

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	14.3	15.7	—	15.8
E2 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
E3 (kgf)	-13.9	-15.3	—	-15.5
E4 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
H1 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
R1 (kgf)	23.4	21.0	40.9	—
R2 (kgf)	13.0	11.7	18.8	—
F2 (kgf)	4.9	4.4	—	—
F1 (kgf)	0.0	-0.7	-0.7	-0.7
Q1 (kgf)	50.0	47.3	47.3	47.3
$\theta 1$ (度)	10.0	—	—	—
$\theta 2$ (度)	65.0	65.0	65.0	65.0
$\theta 3$ (度)	55.0	55.0	55.0	55.0
$\theta 4$ (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
f2 (kgf)	-4.3	-5.6	-0.7	—
r2 (kgf)	43.5	41.5	54.3	—
f3 (kgf)	4.9	4.4	-0.7	—
r3 (kgf)	35.4	31.3	58.3	—
m1 (kgfcm)	781.4	702.9	702.9	702.9
m2 (kgfcm)	884.7	800.1	1584.3	792.1
m3 (kgfcm)	-686.6	-609.0	-1205.8	-602.9

【0123】図5に示す姿勢は、例えば、階段を上る時の、これから伸ばそうとしている足に対応した姿勢になっている。

【0124】表7に示した場合の例は、表5の場合に比べてモーメント $m_2$ ははるかに大きくなっており膝に大きい負担がかかることが分かる。しかし、支援装置による外力がない場合に比べればはるかに緩和されている。ただし、そのために必要な外力 $E_1$ 、 $E_2$ もずっと大き

くなっている。

【0125】支援装置から体に加えるべき力の最大値もこのような大きく膝を曲げ、かつ許容できる最大限の重量の荷物を持った状態を想定しておけば良い。

【0126】(6) 足を上げた場合

図6は足を上げたときの姿勢を示す図であり、表8に足を上げた場合の各値を示す。

【0127】

【表8】

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
E2 (kgf)	-3.8	-3.8	—	-3.8
E3 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
E4 (kgf)	0.6	0.6	—	0.6
H1 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
R1 (kgf)	0.2	0.2	—	0.2
R2 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
F2 (kgf)	0.0	0.0	—	0.0
F1 (kgf)	0.4	0.4	0.0	—
Q1 (kgf)	-6.9	-6.9	-11.0	—
$\theta 2$ (度)	75.0	75.0	75.0	75.0
$\theta 3$ (度)	25.0	25.0	25.0	25.0
$\theta 4$ (度)	5.0	5.0	5.0	5.0
f2 (kgf)	-0.6	-0.6	0.0	—
r2 (kgf)	-5.5	-5.5	-6.0	—
f3 (kgf)	0.0	0.0	0.0	—
r3 (kgf)	-0.8	-0.8	-1.0	—
m1 (kgfcm)	-168.4	-168.4	-336.7	-168.4
m2 (kgfcm)	-36.9	-36.9	-73.8	-36.9
m3 (kgfcm)	7.5	7.5	14.9	7.5

【0128】表8において、腰、膝、足首のモーメント $m_1$ 、 $m_2$ 、 $m_3$ を軽減するためそれぞれ外力 $E_2$ 、 $E_4$ 、 $R_1$ が用いられている。

【0129】 $E_2$ は膝を下げる方向が正であるが、ここでは、筋力を軽減するためには膝を持ち上げる力が必要のため負になっている。

【0130】人体が発生しているモーメント $m_1$ 、 $m_2$ 、 $m_3$ は支援装置からの力が無い場合に比べて半分になっており、装置からの支援の効果があることが分かる。

【0131】(7) 歩行している場合

人が前向きに進んでいる時というのは、前向きに加速度を発生している時であり、体の各部には後ろ向きの力がかかる。表9にそのような場合の計算結果を示す。

【0132】

【表9】

19

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	7.2	7.9	—	8.0
E2 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
E3 (kgf)	-10.2	-11.2	—	-11.3
E4 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
H1 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
R1 (kgf)	2.3	2.1	3.5	—
R2 (kgf)	51.8	46.6	52.7	—
F2 (kgf)	11.9	10.7	—	—
F1 (kgf)	5.0	3.5	3.5	3.5
G1 (kgf)	50.0	43.7	43.7	43.7
θ1 (度)	10.0	—	—	—
θ2 (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
θ3 (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
θ4 (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
G2 (kgf)	5.0	7.0	7.0	7.0
G3 (kgf)	5.0	4.0	4.0	4.0
G4 (kgf)	1.0	1.5	1.5	1.5
f2 (kgf)	0.4	-1.7	3.5	—
r2 (kgf)	52.3	47.7	50.7	—
f3 (kgf)	11.9	10.7	3.5	—
r3 (kgf)	53.1	47.2	54.7	—
m1 (kgfcm)	338.3	171.9	171.9	171.9
m2 (kgfcm)	434.0	404.5	800.9	400.5
m3 (kgfcm)	-54.0	-39.6	-81.1	-40.5

【0133】表9に示した値は、姿勢は図4に示した姿勢と同様であるが、上半身の重量50kgに対して重力の10%の加速度(0.1G)がかかり、F<sub>1</sub>に5kgfの力が生じているとして計算した例である。計測や制御の誤差、下肢各部の重量設定値の誤差は表6と同様とした。

【0134】支援装置から腰にかかる太腿に直交する力E<sub>1</sub>が、表6の1.2kgfに比べ、制御指示値で8kgf、誤差を含めた実現値で7.2kgfと大きく増えている。図4の姿勢から分かるとおり、E<sub>1</sub>の一部は体重を支えるためのものであるが、大部分は前向きに作用するため、体を加速方向に押すことになり前向きの加速を支援している。

【0135】一方、膝にかかる力E<sub>3</sub>はあまり変わっておらず、大部分が体重を支えるための力である。これは上半身の重量を直接受けている腰に支援装置から直接前向きの加速のための力がかかっている為である。

【0136】体に後ろ向きの力がかかった結果として、脛と腿の角度を開く方向のモーメントm<sub>2</sub>は表6に示した場合に比べ大きく増え、一方、足と脛との角度を狭める方向のモーメントm<sub>3</sub>は大きい負の値であったものが絶対値が減少している。

【0137】上体と腿との角度を開くためのモーメントm<sub>1</sub>も後ろ向きの力の影響で半分以下に減少している。表9でm<sub>1</sub>の実際の値より観測値や外力なし欄の値がかなり小さくなっているが、これは設定した各種計測、制御、設定誤差のためである。

【0138】表10にそれらすべての誤差を無くした場合を示すが、実際と観測、外力なし、制御の各欄の数値は一致している。

【0139】

【表10】

20

	実際	観測	外力なし	制御
E1 (kgf)	7.8	7.9	—	7.9
E2 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
E3 (kgf)	-11.4	-11.4	—	-11.4
E4 (kgf)	2.0	2.0	—	2.0
H1 (kgf)	1.0	1.0	—	1.0
R1 (kgf)	2.2	2.2	4.0	—
R2 (kgf)	51.2	51.2	57.0	—
F2 (kgf)	12.3	12.3	—	—
F1 (kgf)	5.0	5.0	5.0	5.0
G1 (kgf)	50.0	50.0	50.0	50.0
θ1 (度)	10.0	—	—	—
θ2 (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
θ3 (度)	20.0	20.0	20.0	20.0
θ4 (度)	0.0	0.0	0.0	0.0
G2 (kgf)	5.0	5.0	5.0	5.0
G3 (kgf)	5.0	5.0	5.0	5.0
G4 (kgf)	1.0	1.0	1.0	1.0
f2 (kgf)	-0.2	-0.2	5.0	—
r2 (kgf)	52.0	52.0	55.0	—
f3 (kgf)	12.3	12.3	5.0	—
r3 (kgf)	52.4	52.4	60.0	—
m1 (kgfcm)	338.3	338.3	338.3	338.3
m2 (kgfcm)	397.2	397.2	784.5	397.2
m3 (kgfcm)	-51.8	-51.8	-103.6	-51.8

【0140】以上のように、人が歩行している場合でも上記の方法によって必要な支援装置からの力を算出でき、それによって人体の発生する力をほぼ半減することが可能となっている。

【0141】以下、本発明の一実施形態である動作支援装置を説明する。

【0142】図1において、人体1に装着された動作支援装置2は、腰支持ベルト10、エネルギー源(動力源)兼制御ユニット3、上半身支持機構4、および歩行支援機構を備える。

【0143】そして、歩行支援機構は、腰部モーメント発生装置20、大腿支持ビーム30a及び30b、膝部モーメント発生部40a及び40b、脛支持ビーム50a及び50bを備える。

【0144】さらに、歩行支援機構は、踝部モーメント発生部60a及び60b、足支持部70、大腿上部装着ベルト80、大腿下部装着ベルト90、脛上部装着ベルト100、足首装着ベルト110、足先装着ベルト120を備える。

【0145】歩行支援機構に備えられた各構成部のうち、左右両足分は、左右対称に装備されているものとする。

【0146】また、腰部モーメント発生装置20は、腰支持ベルト10と大腿支持ビーム30a、30bとを繋ぐとともに足が地面についているときは上半身の重量を支持し、足を上げているときにはその足を持ち上げるためのモーメントを発生する。

【0147】また、この腰支持ベルト10と大腿支持ビーム30a、30bとの接続部分は、足や脚を開いたり閉じたりする方向には自由に曲がるものとする。

【0148】また、膝部モーメント発生部40a、40bは、大腿支持ビーム30a、30bと脛支持ビーム5

0a、50bとを繋ぐとともに膝を曲げたり伸ばしたり、それによって太腿や腰、上半身を上げたり下げたりする筋力を支援するモーメントを発生する。

【0149】また、踝部モーメント発生部60a、60bは、脛支持ビーム50a、50bと足支持部70を繋ぐとともに、足首を曲げたり伸ばしたり、あるいは足が地面についているときには膝を持ち上げる筋力を支援するモーメントを発生する。

【0150】大腿支持ビーム30a、30b、脛支持ビーム50a、50b、足支持部70は、それぞれ重力加10速度を含む立っている場所の加速度の方向と、それらのビームないし板の方向のなす角度、すなわち、図2の $\theta_2$ 、 $\theta_3$ 、 $\theta_4$ を検出するセンサーを有している。

【0151】足支持部70は、足を支持するとともに足から足支持部70にかかる力及びそのモーメントを測定するセンサーを有するものとする。

【0152】すなわち、足支持部70は、図3に示す、足に加えられる力 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $F_2$ に相当する量あるいはそれらを計算により求める事のできる量を測定するセンサーを有する。

【0153】また、足支持部70は、地面と足支持部70との間の力及びそのモーメントを測定するセンサーも有する。

【0154】これにより、足が地面についているかどうかを判定するだけでなく、支援装置自体の重量やそれによるモーメントを計測することができる。

【0155】また、大腿上部装着ベルト80、大腿下部装着ベルト90、脛上部装着ベルト100、足首装着ベルト110、足先装着ベルト120は、それぞれ、各ビームの端部近辺の部位と人体とを接続し、人体とビーム10との間で力を伝えるときに、それらの力、すなわち、図3に示す力 $H_1$ 、 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ 、 $E_4$ （ $H_1$ はビームと水平方向に働く力、 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ 、 $E_4$ はビームと垂直方向に働く力）を測定するセンサーを有する。

【0156】大腿上部装着ベルト80に伝達される力は腰を持ち上げることによって膝の筋肉の発生するモーメントを緩和するが、その位置が膝から離れているほど小さい力で同じモーメントを発生できる。

【0157】人体と本発明による動作支援装置との間の力は、なるべく小さいほうが人体の局所に負担がかからないため、大腿上部装着ベルト80は大腿の上端に設置できるような構造、寸法になっている事が望ましい。

【0158】同様に、大腿下部装着ベルト90、脛上部装着ベルト100は、いずれもなるべく膝に近い位置に装着できる事が望ましい。また、足首装着ベルト110は、足首に近い位置に装着できる事が望ましい。

【0159】エネルギー源兼制御ユニット3は、歩行支援機構による計測値 $\theta_2$ 、 $\theta_3$ 、 $\theta_4$ 、 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $F_2$ 、 $H_1$ 、 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ 、 $E_4$ および設定値 $G_2$ 、

$G_3$ 、 $G_4$ から人体の負担を軽減するのに必要な力 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E_3$ 、 $E_4$ を計算し、膝部モーメント発生部40a、40bおよび踝部モーメント発生部60a、60bの動作制御を行う。

【0160】モーメント発生部の構造の例を図7に示す。この図7に示す例は、腰支持ベルト10に付けられた腰部モーメント発生部20に関するものであるが、他の膝部モーメント発生部40a、40b及び踝部モーメント発生部60a、60bでも同様の構造でモーメントを発生することができる。

【0161】図7の(A)に示すように、腰支持ベルト10上に設置された軸受け11と軸13で結合された台座12の上にガイドリング21、軸受け23、バー24が設置されている。ここで、人体の脚が開く向きを自由に変えられるように台座12は軸13のまわりで角度を変えられるようにしてある。

【0162】大腿支持ビーム30aのモーメント発生部20と繋がる部分は、図7(B)に示すように、ガイドパネル22と、軸25と、バー26とを備える。ガイド20パネル22は円環状に溝27を有しており、この溝27にガイドリング21が挿入されるようになっている。

【0163】また、軸25は、軸受け23に挿入され、ガイドリング21とガイドパネル23とは相互に回転できるようにになっている。

【0164】図7の(C)に断面図を示すように、溝27にガイドリング21を挿入したときにできる円環状空間には2つのベロー28が納められ、各ベロー28の両端は各バー24、26に接合されている。

【0165】また、これらのバー24、26には、各ベロー28にガスを送り、あるいはガスを抜く通路が設置してあり、それ以外は気密構造になっている。

【0166】いずれか一方のベロー28にガスを送り、他方のベロー28に充填するガスを抜くことでモーメントを発生することができる。圧力の差はほぼモーメントに比例するため、制御は比較的容易である。

【0167】図8は、発生させるモーメントを制御するための制御系統の一例を示す図である。図8において、ベロー28aとベロー28bは、圧力源131からガス加熱器136を経由して加圧管134aおよび134bが、それぞれバー24あるいは26を通してつながっている。

【0168】圧力源131としては、炭酸ガスや窒素ガスなどの高圧ガスボンベ、コンプレッサなどが考えられる。特に、常温で高圧にする事によって液化するガスは圧力源の容積が小さくて済み望ましい。

【0169】ただし、気化やそのあとの膨張によって温度が下がるため、加熱器136によってガス温度を常温以上に加熱し、ガス体積を膨張させる事によって作動に必要なガスの量を節約できる。

【0170】加圧管134a及び134bの途中には電

動制御弁132a及び132bが設置されている。また、電動制御弁132a及び132bと、ペロー28a及び28bとの間には、ガス放出管133a及び133bがつなげられ、それぞれの放出管133a、133bには電動制御弁131a及び131bが設置されている。

【0171】電動制御弁131aと132bとは、制御信号135aで、電動制御弁131bと132aは制御信号135bで制御されるものとする。

【0172】制御信号135aに弁を閉じる信号が供給されると、電動制御弁131aと132bが閉じ、ペロー28aからはガスが抜けなくなり、ペロー28bには高圧ガスが供給されなくなる。

【0173】同時に、制御信号135bにより、電動制御弁131bと132aに、これらの弁を開ける信号が供給されると、ペロー28aに高圧ガスが供給され、ペロー28bからはガスが抜ける。

【0174】これによって、ペロー28aは高圧に、ペロー28bは大気圧になり、モーメントが発生する。

【0175】逆のモーメントを発生させたいときは制御信号を逆に送ればよい。つまり、弁132b、131aを開とし、132a、131bを閉とする制御信号を供給されれば、逆のモーメントを発生することができる。

【0176】図9は、大腿上部装着ベルト80の概略構造の一例を示す図である。この図9は大腿上部装着ベルト80の構造例であるが、他の装着ベルトも同様の構造で実現することができる。

【0177】図9において、大腿支持ビーム30a、30bには張力検出器83a、83b、83c、83dが取り付けられ、その張力検出端にはそれぞれベルト81a、82a、81b、82bが取り付けられている。

【0178】ベルト81aと82a、ベルト81bと82bは、それぞれ、締め金具84によって長さを自由に覚えて、互いに締め付け固定することができる。ベルト81aと82a、ベルト81bと82bの内側には、人体保護のためのパッド85が設置され、人体と動作支援装置とはこれらのパッド85を通してのみ力を伝え合うようになっている。

【0179】張力検出器83a、83b、83c、83dは、いずれも図9中の大腿支持ビーム30a、30bの断面の長手方向に平行な張力と断面図の紙面に直交する方向の張力とを検出するようになっている。

【0180】大腿上端にかかる力E<sub>1</sub>（図3に示す）は、大腿支持ビーム30a、30bの断面の長手方向に平行な張力の差し引きで求める事ができる。また、大腿支持ビーム30a、30bに平行な力H<sub>1</sub>は図9の紙面に直交する方向の力の総和として求められる。

【0181】図10は大腿支持ビーム30aの構造の一例を示す図である。他の支持ビームも、この大腿支持ビーム30aと同様の構造となっている。

【0182】図10において、外筒31と内筒32とは、アルミニウムあるいはマグネシウム等の軽金属、あるいは繊維強化プラスチック（以下FRP）等、あるいはそれらを組合せた複合材料でできた扁平管の形状をしており、重量に比べ曲げ強度を持たせてある。

【0183】内筒32は、外筒31に抜き差しできるようになっており、外筒31の内側には隔壁34が形成され、内筒32の内側には隔壁35が形成されている。隔壁34には調節ナット39が取り付けられてあり、外筒31の外側から調節ナット39を回せるように構成されている。

【0184】調節ナット39には支持軸33の一方端側に形成されたねじ部分38が挿入されている。そして、支持軸33の他方端側にはストッパー37a及び37bが形成されており、ストッパー37aと隔壁35との間にはばね36aが配置されている。

【0185】また、ストッパー37bと隔壁35との間にはばね36bが配置されている。支持軸33は図示していないがキー溝等の方法で調節ナット39を回しても一緒に回転しないようにしてあるものとする。

【0186】このように大腿支持ビーム30aが構成されているため、大腿部の長さが違う人間が大腿支持ビーム30aを装着する際、調節ナット39を回す事によって大腿支持ビーム30aの長さを調節する事ができる。

【0187】また、ばね36aと36bは、自由状態に対しあらかじめある程度縮めてあり、外筒31と内筒32の抜き差しに対し所定の抵抗を発生するようにしてある。

【0188】これらのばね36aと36bにより人体の姿勢が変わったときに大腿支持ビーム30aの若干の伸び縮みを許容することができる。

【0189】望ましくは、ねじ等によりストッパー37aと37bとの間隔も変えられるように構成すれば、外筒31と内筒32との抜き差し、すなわち大腿支持ビーム30aの伸び縮みに対する抵抗を変えることもできる。

【0190】なお、各支持ビームの中には計測器からの信号を伝える電線やモーメント発生部にガスを送る配管も通してあり、抜き差しによって支持ビームの長さが変わっても許容できる余裕を持たせてあるものとする。

【0191】図11は足支持部70の一例における構造外観図である。図11において、足を乗せる部分は足載せ板72と、基盤73と、接地版74との3層構成となっており、それぞれの間には後述する荷重センサーが設置されている。

【0192】また、基盤74には足の両側に接続版71が繋がっており、これら接続版71は、踝部モーメント発生部60a、60bを介して、脛支持ビーム50a、50bに接続されている。また、基盤74の足先に近い位置には足先装着ベルト120が接続されている。

【0193】基盤74と足先装着ベルト120との接続部には、図9に示した大腿上部装着ベルト80と同様に、張力を検出する張力検出器79a及び79bが設置されている。

【0194】足載せ板72と基盤73との間、基盤73と間接地版74との間には、図12に示すように荷重センサー75a、75b、76a、76bが設置されている。これらの荷重センサー75a、75b、76a、76bは、足載せ板72と基盤73との間、基盤73と接地版74との間で押し付ける力だけでなく、負の押し付け力すなわち張力やそれらの板に平行な剪断力も検出できる構造とする。

【0195】足先装着ベルト120と荷重センサー75aの取り付け位置を一致させておくことにより足先の力 $R_1$ （図3に示す）は、張力検出器79a及び79bの張力検出値の和と荷重センサー75aの押し付け力計測値の差し引きで求めることができる。

【0196】これにより、足先装着ベルト120を締め付ける力は相殺され、体重や荷重を支えている力 $R_1$ のみを求ねることができる。また、踵部にかかる力 $R_2$ （図3に示す）は、荷重センサー75bの押し付け力により得られる。

【0197】また、足の裏に平行な力 $F_2$ （図3に示す）は荷重センサー75a、75bの剪断力計測値の和により計算することができる。

【0198】また、図2で定義した力 $R_1$ と $R_2$ がかかる点の間の距離 $L_4$ は荷重センサー75a、75bのそれぞれの中心点の間の距離を使う。

【0199】足が地面から離れているか否かは、荷重センサー76aの計測値とセンサー76bの計測値との和がゼロかどうかで求めることができる。また、足が地面から離れているか否かのもう一つの方法としては、上記方法で求めた $R_1$ と $R_2$ との和がゼロか否かで判定する事もできる。

【0200】実際にはこれらの計測値には誤差があるため、判定にあたっては、あるゼロではない基準値を設定しておき、その値より小さいか否かで判定する。

【0201】図13は、歩行支援機構の動作制御フローチャートである。図13のステップS1において、各部の長さ $L_2$ 、 $L_3$ 、 $L_4$ および重量 $G_2$ 、 $G_3$ 、 $G_4$ 、力軽減率 $f$ を設定する。各部の長さ $L_2$ 、 $L_3$ 、 $L_4$ については各支持ビームが長さ調節でき、且つ若干は伸び縮みできることから自動検出機能をつけて、長さ調節時、あるいは使用時に自動検出したビーム長さの寸法値を使っても良い。

【0202】例えば、隔壁34と35との間の距離を検出することによって各部の長さ $L_2$ 、 $L_3$ 、 $L_4$ を検出するように構成することも可能である。

【0203】次に、ステップS2において、各部のセンサーの読みから上述したような方法で、 $E_1$ 、 $E_2$ 、 $E$

、 $H_1$ 、 $R_1$ 、 $R_2$ 、 $F_2$ 、 $\theta_1$ 、 $\theta_2$ 、 $\theta_3$ 、 $\theta_4$ を計算する。

【0204】次に、ステップS3において、 $R_1 + R_2$ があらかじめ設定した値よりも大きいかなかを判定し、大きければ足が地面についていると判定し、ステップS4に進む。

【0205】そして、ステップS4において、上記式(29)、(30)、(31)により $F_1$ 、 $G_1$ 、 $m_1$ を計算する。

【0206】次に、ステップS5において、 $E_1$ 、 $E_3$ をゼロとして上記式(20)、(21)より $m_2$ 、 $m_3$ を計算し、ステップS6において、 $m_2$ 、 $m_3$ に力軽減率 $f$ を掛けて目標モーメント $m^*_2$ 、 $m^*_3$ を計算する。

【0207】ステップS7において、上記ステップの計算結果を使って、 $E_1$ 、 $E_3$ の制御目標 $E^*_1$ 、 $E^*_3$ を計算し、ステップS8において、 $E_1$ 、 $E_3$ が制御目標 $E^*_1$ 、 $E^*_3$ になるようにモーメント発生装置40a、40b、60a、60bを制御する。そして、処理はステップS2に戻る。

【0208】なお、一本の足の両側にあるモーメント発生部は基本的に同じモーメントを発生するのが望ましい。そのためにはガス圧で駆動する場合、対応するベローのガス圧を同じにするか、あるいは対応するベローどうしの間に連通する管を設け、圧力を同じにしておけばよい。これは次に述べる足をあげている場合でも共通である。

【0209】一方、ステップS3において、 $R_1 + R_2$ があらかじめ設定した値よりも以下の値の場合には、ステップS9に進み、 $R_1$ 、 $E_2$ 、 $E_4$ をゼロとして上記式(25)、(28)、(31)より $m_3$ 、 $m_2$ 、 $m_1$ を計算する。そして、ステップS10において、 $m_3$ 、 $m_2$ 、 $m_1$ に力軽減率 $f$ を掛けて目標モーメント $m^*_3$ 、 $m^*_2$ 、 $m^*_1$ を算出する。

【0210】次に、ステップS11において、上記ステップで算出した結果を使って、上記式(34)、(35)、(38)により $R_1$ 、 $E_4$ 、 $E_2$ の制御目標 $R^*_1$ 、 $E^*_4$ 、 $E^*_2$ を計算する。

【0211】そして、ステップS12において、 $R_1$ 、 $E_4$ 、 $E_2$ が制御目標 $R^*_1$ 、 $E^*_4$ 、 $E^*_2$ と一致するように、モーメント発生部20、40a、40b、60a、60bを制御する。そして、処理はステップS2に戻る。

【0212】以上のように、本発明の一実施形態である動作支援装置によれば、人体の腰部に装着される腰支持ベルト10に取り付けられ、人体腰部の両側面側に、それぞれ、配置される2つの腰部モーメント発生部20と、人体の両脚部の膝の両側面側に配置される膝部モーメント発生部40a、40bと、腰部モーメント発生部20と膝の外側に配置される膝部モーメント発生部40

10

20

30

40

50



aとを接続する外側大腿支持ビーム30aと、この大腿支持ビーム30aを人体の大腿に固定する大腿上部下部支持ベルト80及び90と、これら大腿上部下部支持ベルト80及び90と膝の内側に配置される膝部モーメント発生部40bとを接続する内側大腿支持ビーム30bと、人体の両脚部の踝の両側面側に配置される踝部モーメント発生部60a、60bと、膝部モーメント発生部40a及び40bと踝部モーメント発生部60a、60bとを接続する脛支持ビーム50a及び50bと、これら脛支持ビーム50a及び50bを人体の脛部に固定する脛上装着ベルト100及び足首装着ベルト110と、人体の足裏を支持する足支持部70と、この足支持部70と踝部モーメント発生部60a、60bとを接続する接続版71と、足支持部70と人体の足先とを接続する足先装着ベルト120と、腰部モーメント発生部20、膝部モーメント発生部40a、40b、踝部モーメント発生部60a、60bに発生するモーメント、加速度、回転角度を検出するセンサと、足支持部70に加わる荷重を検出するセンサと、これらの検出センサからの検出信号に基づいて、腰部モーメント発生部20、膝部モーメント発生部40a、40b、踝部モーメント発生部60a、60bの各部に一定の軽減率fで人体の動作を支援するために、それぞれ発生すべき、動作支援力を演算し、その動作支援のためのエネルギーを、上記各モーメント発生部に供給するエネルギー源兼制御ユニット3と、を備えている。

【0213】つまり、エネルギー源兼制御ユニット3は、モーメント発生部20、40a、40b、60a、60bからの支援力が人体に加えられていないときに人体各部が発生すべき力を演算し、演算した力に一定の軽減率fを掛けた支援力を上記モーメント発生部20、40a、40b、60a、60bに発生させる。

【0214】したがって、人体に対する全荷重を概略所定の割合で人体と支援装置とが負担して、人体の負荷を軽減し、自然な動作が可能な動作支援装置を実現することができる。

【0215】なお、上述した例では制御目標を本発明による動作支援装置から体にかかる力にして説明したが、基本概念等で説明したようなモデルを動作支援装置に対して設定して、必要なモーメントを直接計算して制御してもかまわない。

【0216】本発明による動作支援装置そのものも、図2あるいは図3に示すようなビームの集合体としてモデル化でき、ほとんど同じ式の導出によって解くことができる。

【0217】また、上述した例においては、制御目標を計算する際、あらかじめ定めた一定の比率で人体が発生するモーメントを軽減することとしたが、この比率は常に一定である必要はなく、例えば、人体が負担すべき荷重の上限をあらかじめ定めておき、それを超えないよう

目標のモーメントを定める事もできる。

【0218】あるいは、本発明による動作支援装置からの力がないと仮定した場合に必要なモーメントが大きくなるほど軽減割合を小さくするような関数とする事もできる。

【0219】また、本発明による動作支援装置の強度や動力が対応できない限界値をあらかじめ定めて置き、荷重が大きくなりすぎてそれらの限界を超えそうになったときは警報を出す機構や、動力源が残り少なくなったときにも警報を発生する機構をつけることもできる。

【0220】さらに、動作支援装置の動力がなくなったときにすべての荷重を人体が引き受けた結果、人体が急激につぶれないように、動力がなくなったときにはガスの抜ける通路を絞り、ガスがゆっくりと抜けるような機構があれば人体が損傷を受けるのを防止できる。

【0221】また、本発明の一実施形態では大腿部や脛部に沿ってビーム状の構造物を配置しており、各足の両側に1本ずつ配置するように構成したが、このようなビームに代えて、脚部や足の周囲を一部又は全部覆うような管状の構造物としても差し支えない。

【0222】この場合、大腿上部装着ベルト80、大腿下部装着ベルト90、脛上部装着ベルト100、足首装着ベルト110、足先装着ベルト120等はそれら管内に納められ人体と本発明による動作支援装置との間で力を伝えるときにそれらの力を計測する機能があればよく、必ずしもベルト状である必要はない。

【0223】また、ビーム状の構造物を使った場合でも脚部や足の周囲を何らかの殻ないしは皮膜、布等で覆っても良い。

【0224】上述したような管状の構造物や殻、皮膜、布等で覆う場合、それらの内側の空気温度を調節する機能を付加するように構成すれば、冷暖房を人体の周りのみに限定して行う事ができる。

【0225】従来、個人用冷暖房としては懐炉等があったが、人体の周囲を覆って体の周囲の空気温度を調節するものは実用化されていない。

【0226】これは、人体の周囲を覆う設備や、空気温度を調節する装置、温度調節された空気を循環する装置等の重量、容積が大きくなり、個人で持って歩く事ができないためであったが、本発明による動作支援装置によって、そうした重量を携行するための支援力を人体に付与することができれば、冷房装置等を個人々人に対して設置可能となり、広い空間全体を冷暖房するのに比べて省エネルギーになるとともに、そうした冷暖房されていない環境でも快適に過ごせ、作業等も容易に行うことができる。

【0227】また、圧縮、液化したガスポンペを動力源に使っている場合、ガスが気化、膨張する際の冷熱や、ガス圧を維持するための熱を上記冷暖房の熱源ないし冷熱源として使う事もでき、省エネルギーの観点からは利

点が大きい。

【0228】

【発明の効果】以上述べたように本発明によれば、手や肩等の上半身で保持している荷物や、押したり引いたりしている物等によって発生する力を含めた、人体に対する全荷重を概略所定の割合で人体と支援装置とが負担して、人体の負荷を軽減し、自然な動作が可能な動作支援装置を実現することができる。

【0229】つまり、動作支援装置からの支援力が人体に加えられていないときに人体各部が発生すべき力を演算し、演算した力に一定の軽減率 $f$ を掛けた支援力を動作支援装置に発生させるように構成した。

【0230】したがって、人体の姿勢にかかわらず、また、上半身のどこでどういう荷重を支持しているかにかかわらず、下肢部の負担の大きい筋肉の負担を概略所定の割合で軽減できる動作支援装置を実現でき、人体の自然な動作を妨害することなく負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の基本概念を示す概念図である。

【図2】人体の数学モデルを示す図である。

【図3】図2に示した数学モデルに加えられる力を定義する図である。

【図4】試算例における人体の姿勢を示す図である。

【図5】脚を大きく曲げた例の人体の姿勢を示す図である。

【図6】足を持ち上げたときの人体の姿勢を示す図である。

【図7】モーメント発生部の構造の一例を示す図である。

【図8】モーメント発生部の制御システムの構成例を示す図である。

【図9】装着ベルト構造の一例を示す図である。

【図10】支持ビームの長さ調節機構の一例を示す図である。

【図11】足支持部の外観構成図である。

【図12】足支持部の構成を示す断面図である。

【図13】本発明の一実施形態である歩行支援機構の動作制御フローチャートである。

【符号の説明】

1 人体  
2 動作支援装置  
3 エネルギー源兼制御ユニット  
4 上半身支持機構  
10 腰支持ベルト  
11 軸受け

12

13

20

21

22

23

24、26

25

27

10 28a、28b

30a、30b

31

32

33

34、35

36a、36b

37a、37b

38

39

20 40a、40b

50a、50b

60a、60b

70

72

73

74

71

75a、75b

76a、76b

30 79a、79b

80

81a、82a

81b、82b

83a、83b

83c、83d

84

85

90

100

40 110

120

131a、131b

132a、132b

133a、133b

136

台座

軸

腰部モーメント発生部

ガイドリング

ガイドパネル

軸受け

バー

軸

溝

ベロー

大腿支持ビーム

外筒

内筒

支持軸

隔壁

ばね

ストッパ

ねじ部分

調節ナット

膝部モーメント発生部

脛支持ビーム

踝部モーメント発生部

足支持部

足載せ板

基盤

接地版

接続版

荷重センサー

荷重センサー

張力検出器

大腿上部装着ベルト

ベルト

ベルト

張力検出器

張力検出器

締め金具

パッド

大腿下部装着ベルト

脛上部装着ベルト

足首装着ベルト

足先装着ベルト

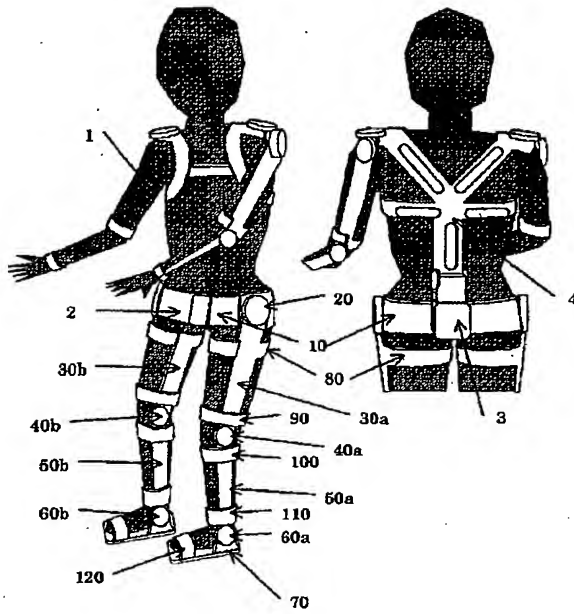
電動制御弁

電動制御弁

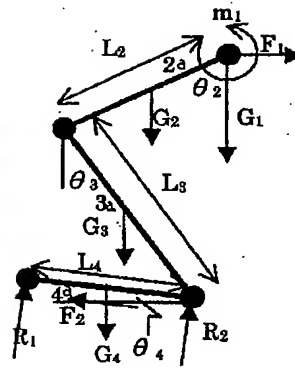
放出管

加熱器

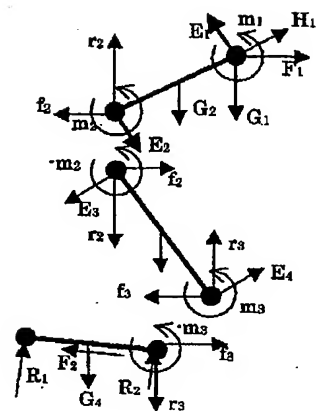
【図1】



【図2】



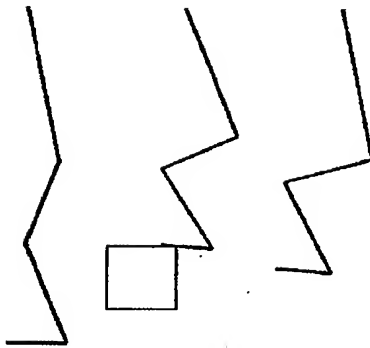
【図3】



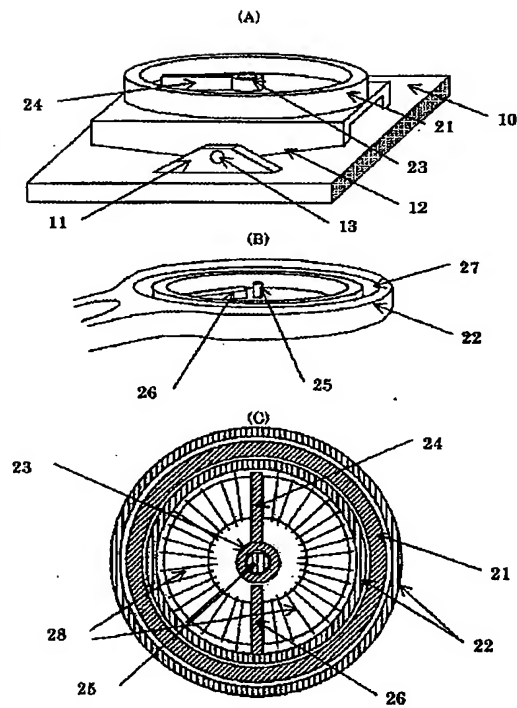
【図4】

【図5】

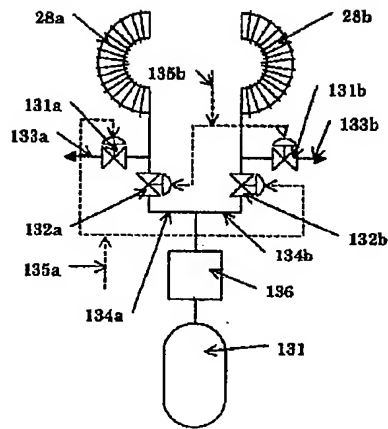
【図6】



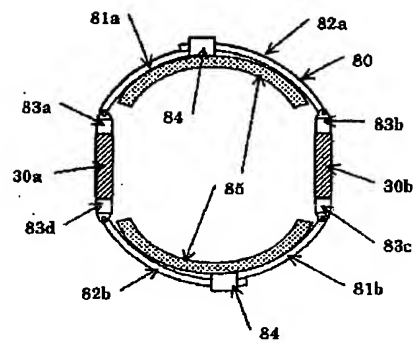
【図7】



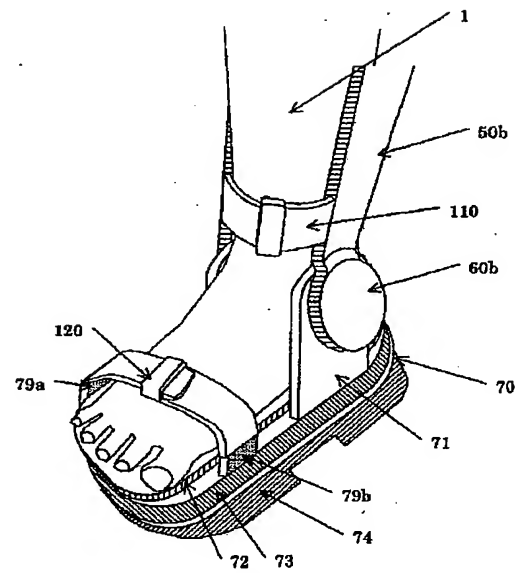
【図8】



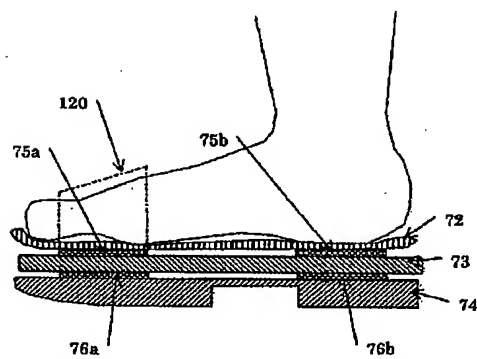
【図9】



【図11】



【図12】



【図13】

